

THESIS

MUNICH

1965

LANE MEDICAL LIBRARY
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR DRIVE
PALO ALTO, CALIF.

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN AN SCHLAUCH-
MODELLEN ZUR PHYSIKALISCHEN SCHLAGVOLUM-
BESTIMMUNG

Klaus Heilmann



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus dem Physiologischen Institut der Universität München

Direktor: Prof. Dr. Dr. h. c. R. WAGNER

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN AN SCHLAUCH-
MODELLEN ZUR PHYSIKALISCHEN SCHLAGVOLUM-
BESTIMMUNG

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Klaus Heilmann
aus Berlin

München 1965

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent:	Prof. Dr. E. WETTERER
Korreferent:	Prof. Dr. R. WAGNER
Dekan:	Prof. Dr. R. ZENKER

Tag der mündlichen Prüfung: 21.12.1965

In den letzten Jahrzehnten haben Autoren verschiedener Fachrichtungen unsere Kenntnis der physikalischen Kreislaufgrößen, die bei der Bestimmung des Schlagvolumens eine Rolle spielen, ständig vermehrt. Die Bedeutung, die den physikalischen Methoden der Schlagvolumbestimmung zukommt, ist unbestritten. Jedoch wird es immer wieder für notwendig erachtet, die Zuverlässigkeit der mit ihnen gewonnenen Ergebnisse kritisch zu überprüfen. Folgende Gründe rechtfertigen diese Forderung:

Die Brauchbarkeit ihrer Schlagvolumformeln wurde von den einzelnen Autoren unterschiedlich geprüft. BROEMSER und RANKE (1) untersuchten ihre Schlagvolumformeln an Schlauchmodellen und in Tierexperimenten, WEZLER und BÖGER (12) prüften ihre Formel durch Untersuchungen am Menschen. Die Formel von FRANK (4) war nur als Schätzung gedacht.

Die gleichzeitige Berechnung des Schlagvolumens nach den verschiedenen Formeln führte in der Folge zu erheblichen Unterschieden zwischen den einzelnen Ergebnissen. Es gilt auch hier: "Soll aber jede der Arten der Schlagvolumberechnung die absoluten Werte richtig wiedergeben, so muß man erwarten, daß bei gleichzeitiger Anwendung mehrerer Berechnungsarten die Ergebnisse innerhalb der den biologischen Methoden überhaupt anhaftenden Fehlerbreite übereinstimmen" (2). Deshalb bezeichneten es DEPPE und WETTERER (2) als wichtig, die nach den verschiedenen Methoden indirekt berechneten Werte den gleichzeitig am Tier direkt gewonnenen Schlagvolumina gegenüberzustellen. Ihre vergleichenden Untersuchungen erstreckten sich auf die Formeln von BROEMSER und RANKE, von FRANK, sowie von WEZLER und BÖGER. Sie wurden an Kaninchen, Katzen, Hunden und Affen durchgeführt; als direkte Methode diente das an der Aorta ascendens angewandte elektromagnetische Verfahren zur Registrierung der Blutstromstärke. Es ergab sich dabei, daß die verschiedenen Schlagvolumformeln sowohl ohne Beeinflussung des Kreislaufs als auch nach Injektion von Pharmaka und anderen Maßnahmen oft große Abweichungen untereinander und von den direkt bestimmten Werten zeigten (2, 3, 10).

Zu einem anderen Ergebnis gelangten indessen WEZLER und THAUER (13) durch Untersuchungen an Hunden, wobei sie als Vergleichsmethode das FICKsche Prinzip verwendeten.

1940 modifizierte WETTERER (11) die Formel von BROEMSER und RANKE, indem er die maximale Blutdruckamplitude ($p_s - p_d$) durch die endsystolische Amplitude ($p_e - p_d$) ersetzte und den empi-

rischen Zahlenfaktor (Z) wegließ. Diese von WETTERER unter Beachtung der Grundvorstellungen der Windkesseltheorie vorgenommenen Veränderungen stießen bei WEZLER (vgl. WEZLER und THAUER (13)) auf Ablehnung.

In neuerer Zeit hat sich eine Reihe weiterer Autoren mit hämodynamischen Problemen beschäftigt, die direkt oder indirekt für die physikalische Schlagvolumbestimmung von Bedeutung sind (McDONALD (7), RONNIGER (8), SINN (9), WOMERSLEY (14)).

Zu Beginn sei kurz auf die hämodynamischen Vorstellungen eingegangen, die die einzelnen Autoren ihrer jeweiligen Methode zur Bestimmung des Schlagvolumens zu Grunde legten.

Die Elastizität der Arterien hat für die Schlagvolumbestimmung aus physikalischen Kreislaufgrößen eine wesentliche Bedeutung. Sie spielt bei allen Methoden eine Rolle, die sich auf der von WEBER und FRANK entwickelten Windkesseltheorie aufbauen. Das Herz, das als Pumpe den tierischen Kreislauf betreibt, erzeugt am Eingang des Arteriensystems eine intermittierende Strömung. Das mit jeder Systole rhythmisch in das arterielle System eingetriebene Flüssigkeitsvolumen ist das Schlagvolumen (V_S). Ein Teil des Schlagvolumens, das Speichervolumen (V_1), wird während der Systole in dem durch Dehnung der elastischen Arterien entstehenden Raum gespeichert, und wird erst in der folgenden Diastole durch den peripheren Widerstand entleert. Ein anderer Teil, das systolische Durchflußvolumen (V_2), strömt bereits während der Systole durch den peripheren Widerstand ab. Das ganze Schlagvolumen ist also die Summe von Speichervolumen und systolischem Durchflußvolumen:

$$(1) \quad V_S = V_1 + V_2 .$$

Der rhythmische Wechsel von Speicherung und Entspeicherung geht mit rhythmischen Druckschwankungen einher. Nach den vereinfachten Windkesselvorstellungen wird das räumlich ausgedehnte Arteriensystem als "punktförmiges" elastisches Reservoir aufgefaßt; die endliche Ausbreitungsgeschwindigkeit des Druckes wird also vernachlässigt, sofern man die Beziehung zwischen Druckänderung und Speichervolumen betrachtet. Andererseits benutzt man für die Berechnung der elastischen Eigenschaften des Arteriensystems die Größe der tatsächlichen Ausbreitungsgeschwindigkeit des Druckes (Wellengeschwindigkeit), worauf im folgenden eingegangen werden soll.

Der arterielle "Windkessel" ist nach FRANK charakterisiert durch seinen Volumelastizitätskoeffizienten E' .

Es gilt die Beziehung:

$$(2) \quad E' = \frac{\Delta p}{\Delta V} .$$

E' drückt somit das Verhältnis einer Druckänderung Δp zu einer

Volumänderung ΔV aus. Um das Speichervolumen $V_1 = \Delta V$ ermitteln zu können, muß man also den Verlauf des arteriellen Druckes sowie den Volumelastizitätskoeffizienten E' des arteriellen Systems kennen. Das Speichervolumen wird nach Gl. (2) dem Quotienten Blutdruckamplitude : Volumelastizitätskoeffizient gleichgesetzt:

$$(2a) \quad V_1 = \Delta V = \frac{\Delta p}{E'}.$$

Als Blutdruckamplitude wird die Differenz zwischen systolischem Maximaldruck und diastolischem Minimaldruck herznaher Arterien benutzt.

Die Bestimmung des Volumelastizitätskoeffizienten E' des Arteriensystems ist somit eine wichtige Aufgabe jeder sich auf die Windkesseltheorie stützenden Methode der physikalischen Schlagvolumbestimmung. FRANKS Verbindung der Windkesseltheorie mit der Pulswellenlehre hat gezeigt, wie der Volumelastizitätskoeffizient E' aus der Pulswellengeschwindigkeit c in einem mit Flüssigkeit gefüllten elastischen Rohr von zylindrischer Form und dem Volumen V dieses Rohres zu berechnen ist. Es gilt zunächst die Beziehung:

$$(3) \quad \alpha = \frac{\Delta p}{\Delta V} \cdot V,$$

worin α der Volumelastizitätsmodul ist; dieser stellt das Verhältnis einer Druckänderung Δp zu einer relativen Volumänderung $\Delta V/V$ dar. V ist hierin wieder das Gesamtvolumen des elastischen Rohres. Der Volumelastizitätsmodul α steht nun in einfacher Beziehung zur Pulswellengeschwindigkeit c :

$$(4) \quad \alpha = \varrho \cdot c^2,$$

worin ϱ die Flüssigkeitsdichte ist. Es ist also die Möglichkeit gegeben, den Volumelastizitätsmodul α aus der Pulswellengeschwindigkeit c zu berechnen und bei Kenntnis des Volumens V den Volumelastizitätskoeffizienten E' zu bestimmen. Durch Einsetzen von Gl. (2) in Gl. (3) erhält man:

$$(5) \quad \alpha = E' \cdot V.$$

E' ist demnach direkt proportional dem Volumelastizitätsmodul und umgekehrt proportional dem Rohrvolumen:

$$(5a) \quad E' = \frac{\alpha}{V} = \frac{\varrho \cdot c^2}{V}.$$

Das Rohrvolumen V ist gleich dem Produkt aus dem Querschnitt Q und der Länge l des Rohres. Statt Gl. (5a) können wir also schreiben:

$$(6) \quad E' = \frac{\varrho \cdot c^2}{Q \cdot l}.$$

Setzen wir Gl. (6) in Gl. (2a) ein, so erhalten wir für das Speicher-

volumen V_1 folgende Beziehung:

$$(7) \quad V_1 = \Delta V = \frac{\Delta p \cdot Q \cdot l}{g \cdot c^2}.$$

Hierin sind direkt meßbar: die Blutdruckamplitude Δp , die Flüssigkeitsdichte g des Blutes und die Pulswellengeschwindigkeit c in dem als "Windkessel" betrachteten Teil des Arteriensystems. Da das Arteriensystem kein zylindrisches Rohr ist, sieht man sich gezwungen, die Betrachtungen auf ein fiktives Ersatz-Rohr zu gründen, das einen bestimmten "wirksamen Querschnitt" Q und eine bestimmte "wirksame Länge" l hat. Als Querschnitt wird im allgemeinen der innere Querschnitt der Aorta ascendens angesehen.

Im einzelnen unterscheiden sich die Formeln von BROEMSER und RANKE, von FRANK, von WEZLER und BÖGER sowie von WETTERER in folgender Hinsicht.

Die sogenannte wirksame Länge l des Windkessels:

Die Bestimmung dieser für das Speichervolumen maßgebenden Strecke ist unterschiedlich. BROEMSER und RANKE (1) sowie WETTERER (11) nahmen diejenige Strecke als "wirksame Länge" an, um die die Pulswelle während der Dauer der Systole (S) fortschreitet, also $l = S \cdot c$.

FRANK (4) stützte sich auf die hämodynamisch begründete Vorstellung, daß im arteriellen Hauptrohr, d. h. in der Aorta und ihrer Fortsetzung, eine halbe Wellenlänge ($\lambda/2$) der stehenden Welle enthalten ist. Diese wird aus der Dauer der arteriellen "Grundschwingung" (T') gewonnen, so daß nach FRANK $l = \lambda/2 = c \cdot T'/2$ ist.

Nach WEZLER und BÖGER (12) soll es sich nicht um $\lambda/2$, sondern um $\lambda/4$ handeln, d. h. es soll $l = \lambda/4 = c \cdot T'/4$ sein. Dementsprechend werden für den Volumelastizitätskoeffizienten E' folgende Werte angegeben.

Von BROEMSER und RANKE:

$$(8) \quad E' = \frac{g \cdot c}{Q \cdot S},$$

von FRANK:

$$(9) \quad E' = \frac{2g \cdot c}{Q \cdot T'},$$

von WEZLER und BÖGER:

$$(10) \quad E' = \frac{4g \cdot c}{Q \cdot T'},$$

von WETTERER:

$$(11) \quad E' = \frac{g \cdot c}{Q \cdot S}.$$

Die Blutdruckamplitude Δp :

Die für das Speichervolumen maßgebende Blutdruckamplitude (Δp) ist nach BROEMSER und RANKE, FRANK, sowie WEZLER und BÖGER gleich $(p_s - p_d)$, nach WETTERER gleich $(p_e - p_d)$. Hierzu

sei nochmals darauf aufmerksam gemacht, daß WETTERER (11) unter Beachtung der Grundvorstellungen der Windkesseltheorie zu dem Ergebnis kam, daß in eine Schlagvolumenformel nur das Speichervolumen am Ende der Systole eingesetzt werden darf. Die hierfür maßgebende Druckdifferenz ist nicht aus dem systolischen Maximaldruck (p_s), sondern aus dem Druck (p_e) am Ende der Systole zu errechnen und hat somit die Größe ($p_e - p_d$).

Das systolische Durchflußvolumen V_2 :

Noch keine Einigung besteht darüber, in welchem Verhältnis das Speichervolumen (V_1) zum systolischen Durchflußvolumen (V_2) steht. Folgende Verhältnisse werden angegeben.

Von BROEMSER und RANKE:

$$(12) \quad \frac{V_2}{V_1} = \frac{S}{D}; \quad V_2 = V_1 \frac{S}{D}; \quad V_s = V_1 + V_2 = V_1 \frac{S+D}{D} = V_1 \frac{T}{D};$$

von WEZLER und BÖGER:

$$(13) \quad V_1 = V_2; \quad V_s = 2 \cdot V_1;$$

von WETTERER:

$$(14) \quad \frac{V_s}{V_1} = \frac{T}{D}; \quad V_s = V_1 \frac{T}{D}.$$

Die von BROEMSER und RANKE für das systolische Durchflußvolumen benutzte Beziehung (12), die identisch ist mit (14), gründet sich auf die Vorstellung eines praktisch konstanten, also nicht pulsierenden peripheren Abstroms. Macht man jedoch nach DEPPE und WETTERER (2) die Annahme, daß der periphere Abstrom proportional dem arteriellen Druck ist, so muß $V_2 = V_1 \cdot (\int_0^s p \cdot dt) / (\int_s^T p \cdot dt)$ sein. Damit erhält man nach DEPPE und WETTERER für das systolische Durchflußvolumen folgende Beziehung:

$$(15) \quad V_s = V_1 + V_2 = V_1 \frac{\int_0^T p \cdot dt}{\int_s^T p \cdot dt}.$$

Folgende Formeln werden für die Berechnung des Schlagvolumens am natürlichen Kreislauf angegeben:

Von BROEMSER und RANKE:

$$(16) \quad V_s = Z \cdot Q \cdot T \cdot \frac{S}{D} \cdot \frac{(p_s - p_d)}{s \cdot c} \quad (Z = 0,5).$$

Von WEZLER und BÖGER:

$$(17) \quad V_s = Q \cdot T \cdot \frac{(p_s - p_d)}{2s \cdot c}.$$

Von WETTERER:

$$(18) \quad V_s = Q \cdot T \cdot \frac{S}{D} \cdot \frac{(p_e - p_d)}{s \cdot c}.$$

Nach WETTERER ist für die Schlagvolumenbestimmung an Schlauchmodellen folgende Formel zur Diskussion gestellt, in der für E' noch keine bestimmte Annahme gemacht ist:

$$(19) \quad V_s = \frac{\int_0^T p \cdot dt}{\int_0^T p \cdot dt} \cdot \frac{(p_e - p_d)}{E'}$$

Formel (19) hat folgende Besonderheiten: Sie enthält wie Formel (18) die endsystolische Druckamplitude ($p_e - p_d$). Ferner enthält sie an Stelle von T/D das oben erläuterte Verhältnis (15) der Druckintegrale. Schließlich bleibt der Wert von E' vorläufig offen und es kann, wie unten noch erklärt wird, an Schlauchmodellen der jeweils direkt bestimmte E' -Wert eingesetzt werden.

Die Formel von FRANK ist hier nicht wiedergegeben; sie war von ihrem Autor nur als "Schätzung" des Schlagvolumens gedacht und ergibt immer einen Wert, der genau das 1,33fache des Wertes ist, der sich nach der Formel (17) von WEZLER und BÖGER errechnet.

Für die vorliegende Arbeit wurde uns die Aufgabe gestellt, die verschiedenen Schlagvolumformeln an Schlauchmodellen zum Zwecke des Vergleichs zu untersuchen. Es soll jedoch nicht unsere Aufgabe sein, die Ergebnisse so zu werten, daß Aussagen über die Zuverlässigkeit der einzelnen Methoden am natürlichen Kreislauf gemacht werden.

Es sind von uns folgende zwei Fragen zu beantworten:

- 1.) Inwieweit weichen die nach den verschiedenen Formeln am Schlauchmodell berechneten Schlagvolumina voneinander ab?
- 2.) Inwieweit geben die nach den verschiedenen Formeln berechneten Werte das von der Pumpe des Modells gegebene Hubvolumen (Schlagvolumen) richtig wieder?

Unseren vergleichenden Untersuchungen haben wir die Formeln (16) nach BROEMSER und RANKE, (17) nach WEZLER und BÖGER, (18) sowie (19) und (22) bzw. (23) nach WETTERER zu Grunde gelegt. Die Formel (22/23) nach WETTERER wird unten noch im einzelnen erklärt. Zur Gewinnung der physikalischen Größen, die nach unseren oben gemachten Darlegungen für die Bestimmung des Schlagvolumens notwendig sind, bedienen wir uns folgender

Methodik.

Es wurden insgesamt 14 vergleichende Untersuchungen durchgeführt. Die Druckkurven, die uns hierfür zur Verfügung standen, wurden bei Experimenten an ein- und zweiteiligen Schlauchmodellen von KENNER und WETTERER (6) gewonnen. Ausgewertet wurden von uns Druckkurven, von denen 4 aus Versuchen an einteiligen Schläuchen (V3, V4, V5) und 10 an zweiteiligen Schläuchen (V9, V10, V11, V11A) stammen. Über den Aufbau der Schlauchmodelle und die Druckregistrierung geben KENNER und WETTERER folgendes an:

Die Schlauchmodelle besaßen eine Pumpe, die Strömungspulse von sehr ähnlicher Form lieferte, wie sie durch den linken Ventrikel

in der Aorta ascendens erzeugt werden. Der Strompuls in der Aorta ascendens hat normalerweise die Form eines ungleichschenkligen Dreiecks mit steilem Anstieg zu Beginn der Systole, frühliegendem Maximum und weniger steilem Abfall bis zum Ende der Systole. Dementsprechend hatte der von der Pumpe des Modells erzeugte Strompuls während der Pumpensystole die Form eines ungleichschenkligen Dreiecks mit einem Maximum bei $0,3 \cdot S$; die Pumpendiastole war dreimal so lang wie die Pumpensystole. Das Hubvolumen (Schlagvolumen) der Pumpe betrug immer $30,8 \text{ cm}^3$. Durch zwei Kugelventile wurde einseitige Strömungsrichtung der eingepumpten Flüssigkeit (Aqua dest.) gewährleistet. Das Ende des Schlauches war an ein Reservoir großen Querschnitts angeschlossen, in dem ein konstant gehaltener Wasserstand von 38 cm über der Schlauchachse (entsprechend einem Druck von 28 mm Hg) herrschte. Die Einmündungsöffnung des Schlauches in das Reservoir konnte durch einen verstellbaren Conus mehr oder weniger stark eingengt werden, so daß hier ein beliebig großer oder kleiner "peripherer Widerstand" erhalten wurde. Dieser Endwiderstand (R_e) ist maßgebend für die am Schlauchende auftretende Wellenreflexion; in den für unsere Zwecke dienenden Versuchen war er immer so groß, daß am Schlauchende positive Wellenreflexionen erfolgten, wie dies für die Enden des Arteriensystems zutrifft.

Der grundsätzliche Aufbau des Schlauchmodells ist in Abb. 1 für einen zweiteiligen (inhomogenen) Versuchsschlauch gezeigt. Das in der Abbildung rechts dargestellte Schlauchende mündet in das Reservoir; dort ist der in die Einmündungsöffnung einschiebbare Conus zu sehen. Der einteilige (homogene) Versuchsschlauch unterscheidet sich vom zweiteiligen Schlauch nur dadurch, daß er vom Anfang bis zum Ende die gleichen Eigenschaften hat. (Über die Eigenschaften der ein- und zweiteiligen Schläuche gibt Tabelle 7 Auskunft.)

Die Druckregistrierung erfolgte gleichzeitig an drei Stellen des Schlauches mittels elektrischer Miniaturmanometer nach WETTERER. (Eigenfrequenz der Manometer ca. 500 Hz.) Ein Manometer (M1) war am Anfang des Schlauches angebracht, ein zweites (M3) am Ende. Durch ein drittes Manometer (M2) wurde der Druck bei den einteiligen Modellen in der Mitte des Schlauches registriert; bei den zweiteiligen Schlauchmodellen befand sich das dritte Manometer (M2) an der Spitze eines in den Schlauch eingeführten Katheters und wurde an diejenige Stelle des Modells geschoben, an der sich der sog. "Druckknoten" befindet, der durch einen praktisch völlig geradlinigen, von aufgesetzten Wellen also nicht gestörten diastolischen Druckabfall gekennzeichnet ist.

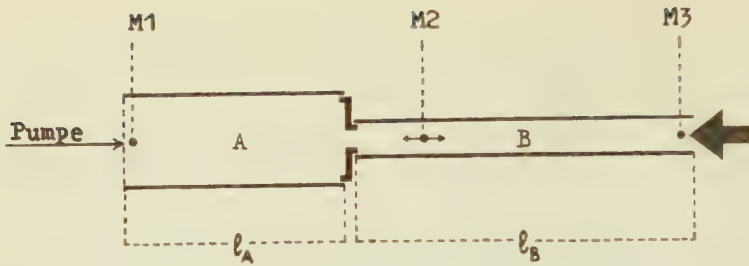


Abb. 1. Schema des zweiteiligen Versuchsschlauches. Erklärung im Text. Die beiden Pfeile an M2 bedeuten die Längsverschieblichkeit dieses Manometers.

Für die Formeln (16) nach BROEMSER und RANKE, (17) nach WEZLER und BÖGER, (18) nach WETTERER wurden folgende Größen bestimmt:

Druckamplitude $\square p_s - p_d$

Systolendauer $\square S$

Druckamplitude $\square p_e - p_d$

Diastolendauer $\square D$

Innerer Querschnitt $\square Q$

Pulsdauer $\square T$

Pulswellengeschwindigkeit $\square c$

Dauer der Grundschwingung $\square T'$

(Die Zahlenwerte sind aus den Tabellen 1 - 3 ersichtlich)

Alle Druckmessungen wurden an den Kurven des mittleren Manometers (M2) vorgenommen, dessen Registrierort als die "repräsentative Mitte" des Schlauchsystems angesehen wurde.

Der Volumelastizitätskoeffizient E' wurde für die Formeln (16) bis (18) nicht gesondert bestimmt, da jede der Formeln bereits E' in bestimmter Weise enthält.

Da das System mit Wasser gefüllt war, ist für die Flüssigkeitsdichte ρ $1,0 \text{ g/cm}^3$ einzusetzen.

Druckamplitude $p_s - p_d$ (dyn/cm²)

Die maximale Druckamplitude wurde in CGS-Einheiten (dyn/cm²) in die Formeln (16) und (17) eingesetzt.

Druckamplitude $p_e - p_d$ (dyn/cm²)

Die endsystolische Druckamplitude für Formel (18) wurde durch Planimetrieren einer Fläche (FI) gewonnen, die annähernd ein rechtwinkliges Dreieck ist, dessen Höhe der endsystolischen Druckamplitude und dessen Grundseite der Diastolendauer entspricht. Nach die-

ser Beziehung ergibt sich die endsystolische Amplitude zu

$$(p_e - p_d) = \frac{2 \cdot FI}{D} \cdot \frac{1}{\epsilon_p \cdot \epsilon_t}$$

Hierin sind: $\epsilon_p = \frac{\text{Registrierausschlag (cm)}}{\text{Druck (dyn/cm}^2\text{)}}$

$$\epsilon_t = \frac{\text{Abszissenlänge der Registrierung (cm)}}{\text{Zeit (sec)}}$$

Innerer Querschnitt Q (cm²)

Der innere Querschnitt war als Eigenschaft des Schlauches gegeben (siehe Tabelle 7). Beim zweiteiligen Modell wurde als Querschnitt derjenige des zentralen Schlauches A gewählt (Q_A), weil dies dem Sinne nach den obigen Schlagvolumformeln am nächsten kommt, in denen Q den Querschnitt der Aorta ascendens bedeutet.

Pulswellengeschwindigkeit c (cm/sec)

Die Pulslaufzeiten T der Schlauchmodelle waren von KENNER und WETTERER (6) direkt angegeben worden. Hiermit ergeben sich die Pulswellengeschwindigkeiten:

$$c_A = \frac{l_A}{T_A}; c_B = \frac{l_B}{T_B}; c_{AB} = \frac{l_A + l_B}{T_A + T_B}$$

Systolendauer S (sec)

Als Systolendauer wählten wir die Zeit vom Beginn der Austreibungsperiode bis zum tiefsten Punkt der Inzisur.

Diastolendauer D (sec)

Als Diastolendauer wählten wir die Zeit vom tiefsten Punkt der Inzisur bis zum Beginn der folgenden Austreibungsperiode.

Pulsdauer T (sec)

Pulsdauer = Systolendauer + Diastolendauer.

Dauer der Grundschiwingung T' (sec)

Die Grundschiwingungsdauer war in allen Fällen genau zu bestimmen. Sie wurde an den Druckkurven gemessen, die vom peripheren Manometer (M3) registriert waren.

Für die Formel (19) nach WETTERER wurden folgende Größen bestimmt:

Druckamplitude = $p_e - p_d$ (wie oben erklärt)

Volumelastizitätskoeffizient = E'

Gesamtdruckintegral

Diastolisches Druckintegral

(Die Zahlenwerte sind aus Tabelle 4 ersichtlich)

Druckamplitude $p_e - p_d$ (dyn/cm²)

Die endsystolische Druckamplitude für Formel (19) wurde an den Kurven des mittleren Manometers (M2) in gleicher Weise wie für Formel (18) gewonnen. Die Amplitudenwerte in Tabelle 3 und 4 sind somit

identisch.

Volumelastizitätskoeffizient E' (dyn/cm^5)

In Formel (19) ist für den Volumelastizitätskoeffizienten E' keine spezielle Annahme gemacht; E' wurde am Schlauchmodell direkt bestimmt. Dies geschah so, daß in das jeweilige, an beiden Enden verschlossene Schlauchsystem, in dem während des Stillstands der Pumpe der Reservoirdruck von 28 mm Hg herrschte, ein zusätzliches Volumen injiziert und der Druckanstieg registriert wurde. E' ergab sich somit als Quotient aus Druckanstieg : injiziertes Volumen. Es sei vermerkt, daß die hierdurch bestimmten E' -Werte außerordentlich nahe den mittels der Wellengeschwindigkeit und der Schlauchabmessungen (Gl. 6) bestimmten Werten liegen, was sich durch Nachrechnung aus den in den Tabellen aufgeführten Werten nachprüfen läßt. In Tabelle 4 ist E' für V3 bis V5 gleichbedeutend mit E'_B , für V9 bis V11A ist E' gleichbedeutend mit $1/[(1/E'_A) + (1/E'_B)]$.

Gesamtdruckintegral und diastolisches Druckintegral
Das Verhältnis des gesamten Druckintegrals zum diastolischen Druckintegral wurde an der Kurve des mittleren Manometers (M2) durch Planimetrieren bestimmt. (Zahlenwerte hierzu erscheinen in Tabelle 4 unter FIII und FII).

Wie bereits gesagt, wurden sämtliche Druckmessungen an den Kurven des mittleren Manometers (M2) vorgenommen, dessen Registrierort an der Stelle des sogenannten "Druckknotens" als die "repräsentative Mitte" des Schlauchsystems angesehen wurde. Daher wurde die endsystolische Druckamplitude ($p_e - p_d$) für Formel (19) an den Kurven des Manometers M2 durch Planimetrieren gewonnen, wie oben im einzelnen erklärt wurde. Außerdem wurde nach einem Vorschlag von WETTERER versucht, die für die systolische Speicherung maßgebende Druckdifferenz nicht an einem einzelnen, als "repräsentativ" angesehenen Ort, sondern als möglichst genauen Mittelwert für das ganze Schlauchsystem zu bestimmen.

Am einteiligen Schlauch wurde dabei so vorgegangen, daß der mittlere Druck p_m des ganzen Schlauches sowohl am Anfang der Systole (p_{ma}) als auch am Ende der Systole (p_{me}) als Mittelwert aus den von den 3 Manometern registrierten Drucken gewonnen wurde. Zeigt z.B. das Manometer M1 zu Anfang der Pumpensystole den Druck p_{a1} , das Manometer M2 im gleichen Zeitpunkt den Druck p_{a2} , das Manometer M3 ebenfalls im gleichen Zeitpunkt den Druck p_{a3} an, so wird als mittlerer Druck p_{ma} des ganzen Schlauches zu Beginn der Pumpensystole der Wert $p_{ma} = (p_{a1} + p_{a2} + p_{a3})/3$ errechnet. Entsprechend werden für den Zeitpunkt des Endes der Pumpensystole die Drucke p_{e1} , p_{e2} und p_{e3} gewonnen und der mittlere Druck p_{me} des ganzen Schlauches am Ende der Pumpensystole als $p_{me} = (p_{e1} + p_{e2} + p_{e3})/3$ errechnet. Am Ende der Pumpensystole ist das im

ganzen Schlauch gespeicherte Volumen um V_1 größer als am Anfang der Pumpensystole; für das Speichervolumen V_1 des einteiligen Schlauches ergibt sich somit die Beziehung:

$$(20) \quad V_1 = \frac{(p_{me} - p_{ma})}{E'} .$$

Es versteht sich, daß es sich auch bei dieser Beziehung um einen Näherungswert handeln muß, da der Druck nur an drei Stellen des Schlauchmodells registriert wurde. Unter den gegebenen Bedingungen ist jedoch diese Näherungsmethode die bestmögliche.

Am zweiteiligen Schlauch muß die Speicherung für jeden der beiden Schlauchteile gesondert bestimmt werden. Da das Manometer M2 nahe an der Verbindungsstelle der beiden Schlauchteile lag, kann man die mittleren Drucke der Schlauchteile A und B folgendermaßen angeben.

Für Schlauch A: $p_{maA} = (p_{a1} + p_{a2})/2$; $p_{meA} = (p_{e1} + p_{e2})/2$.

Für Schlauch B: $p_{maB} = (p_{a2} + p_{a3})/2$; $p_{meB} = (p_{e2} + p_{e3})/2$.

Für das Speichervolumen V_1 des zweiteiligen Schlauches gilt somit die Beziehung:

$$(21) \quad V_1 = \frac{(p_{meA} - p_{maA})}{E'_A} + \frac{(p_{meB} - p_{maB})}{E'_B} .$$

Die Größen E' , E'_A und E'_B waren wie für Formel (19) am Schlauch direkt bestimmt worden.

Weiterhin wurde noch eine genauere Bestimmung des Abflußverhältnisses vorgenommen. Da der Abfluß durch den peripheren Widerstand des Schlauchmodells vom Druck am Ende des Systems abhängt, wurde das Verhältnis des gesamten Druckintegrals zum diastolischen Druckintegral an der Kurve des peripheren Manometers (M3) durch Planimetrieren bestimmt. (Zahlenwerte hierzu erscheinen in Tabelle 5 unter FIII und FII).

Im ganzen ergibt sich nach dieser von WETTERER vorgeschlagenen Methode das Schlagvolumen V_s für die einteiligen Schlauchmodelle folgendermaßen:

$$(22) \quad V_s = \frac{p_{me} - p_{ma}}{E'} \cdot \frac{\int_0^T p_3 \cdot dt}{\int_s^T p_3 \cdot dt} .$$

p_3 ist hierin der vom peripheren Manometer (M3) registrierte Druckverlauf. Für die zweiteiligen Schlauchmodelle ergibt sich das Schlagvolumen V_s folgendermaßen:

$$(23) \quad V_s = \left(\frac{p_{meA} - p_{maA}}{E'_A} + \frac{p_{meB} - p_{maB}}{E'_B} \right) \cdot \frac{\int_0^T p_3 \cdot dt}{\int_s^T p_3 \cdot dt} .$$

Es sei darauf hingewiesen, daß der Grundgedanke von Formel (22/23), nach dem die Speicherung aus einer möglichst genauen Berücksichtigung der Druckverteilung und der E' -Werte verschiedener

Abschnitte des Schlauchsystems bestimmt wird, auch in der Schlagvolummethode von HAMILTON und REMINGTON (5) eine entscheidende Rolle spielt. Allerdings wird in dieser Methode der Versuch gemacht, die endsystolische Druckverteilung im Arteriensystem aus dem systolischen Verlauf des zentralen Aortendrucks zu ermitteln, was zweifellos zu erheblichen Fehlern Anlaß geben kann. Da die Methode von HAMILTON und REMINGTON an Schlauchmodellen nicht ohne weiteres anwendbar ist, wurde auf ihre Besprechung verzichtet.

Ergebnisse

Es war unsere Aufgabe, die verschiedenen Schlagvolumformeln an Schlauchmodellen zum Zwecke des Vergleichs zu untersuchen. Die Schlagvolumina wurden nach den unter (16) bis (19) sowie unter (22) bzw. (23) angeführten Formeln errechnet und die Ergebnisse aller Untersuchungen in Tabellen niedergelegt (Tabelle 1 - 5).

Da es zunächst unsere Absicht war, zu ermitteln, inwieweit die nach den verschiedenen Formeln berechneten Schlagvolumina voneinander abweichen, haben wir die Ergebnisse in Tabelle 6 und einer graphischen Darstellung (Abb. 2) einander gegenübergestellt. Der Vergleich zeigt, daß diese Abweichungen in fast allen Fällen groß sind. Sie betragen bis zu mehreren 100 %, wenn man jeweils vom kleinsten Wert ausgeht. Auch hier gilt, was DEPPE und WETTERER (2) aus dem Tierexperiment festgestellt haben, daß eine Gesetzmäßigkeit für diese Differenzen und ihre Richtung nicht gesehen werden kann. Bei den für den natürlichen Kreislauf bestimmten Schlagvolumformeln (16) bis (18) sind die Differenzen am Schlauchmodell ähnlich denjenigen der entsprechenden Ergebnisse bei Mensch und Tier.

Unser zweites Ziel war es, festzustellen, inwieweit die verschiedenen Schlagvolumformeln das von der Pumpe des Modells gegebene "Schlagvolumen" (Hubvolumen = $30,8 \text{ cm}^3$) richtig wiedergeben. Aus den Tabellen 1 - 5 ist ersichtlich, daß die nach den verschiedenen Formeln berechneten Schlagvolumina oft stark von dem richtigen Wert abweichen. Die Differenzen sind z. T. größer als im Tierexperiment (2, 3, 10). Formel (16) ergibt einen Mittelwert von $44,73 \text{ cm}^3$, Formel (17) einen solchen von $52,72 \text{ cm}^3$ und Formel (18) einen von $58,43 \text{ cm}^3$. Die nach den Formeln (19) und (22/23) errechneten Werte kommen im allgemeinen dem Hubvolumwert der Pumpe am nächsten. Formel (19) ergibt einen Mittelwert von $26,9 \text{ cm}^3$, Formel (22/23) einen solchen von $27,55 \text{ cm}^3$. Die Standardabweichung beträgt bei den nach Formel (19) errechneten Werten $\pm 6,03 \text{ cm}^3 = \pm 22,4 \%$, bei den nach Formel (22/23) errechneten Werten $\pm 2,95 \text{ cm}^3 = \pm 10,7 \%$.

Die vorstehenden Ergebnisse wurden wie oben erwähnt für die

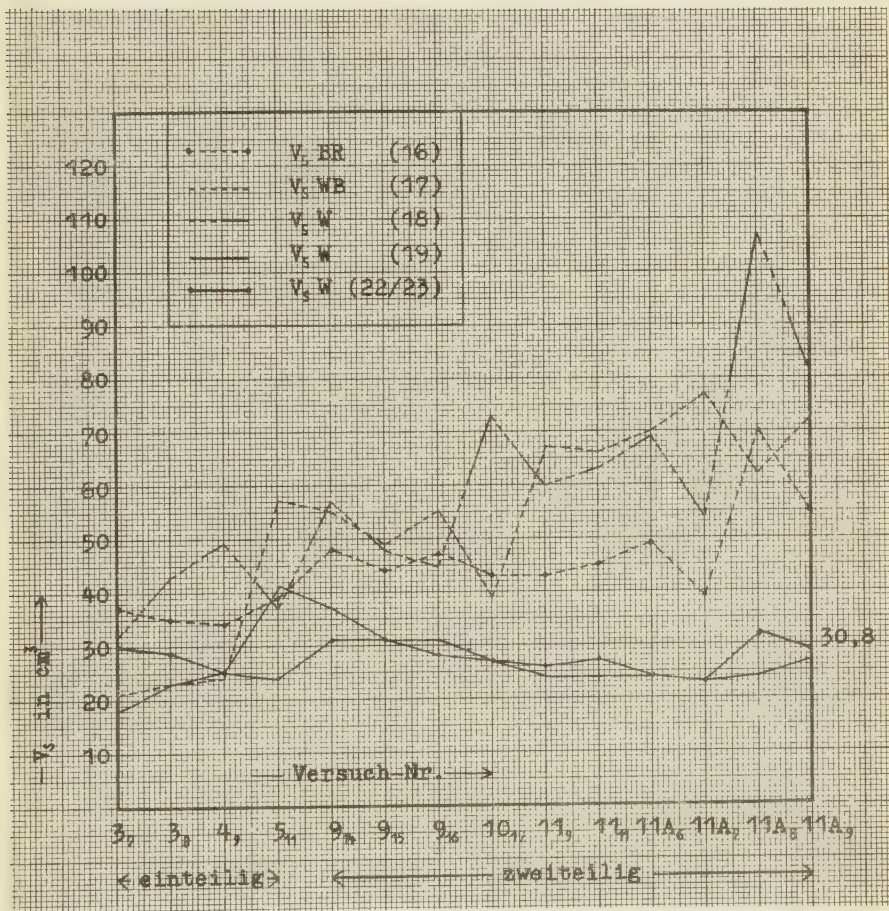


Abb. 2. Darstellung der nach den verschiedenen Formeln berechneten Schlagvolumenwerte in der Reihenfolge der Versuchsnummern. (Zahlenwerte hierzu in Tabelle 6) Hubvolumen der Pumpe = $30,8 \text{ cm}^3$.

Formeln (16) bis (19) an den Druckkurven ermittelt, die vom mittleren Manometer (M2) am Ort des sogenannten "Druckknotens" eingezeichnet wurden. Für die Formel (22/23) wurden die Druckkurven der Manometer M1, M2 und M3 herangezogen. Zusätzlich haben wir noch mit den Druckkurven des zentralen Manometers (M1) Schlagvolumberechnungen angestellt. Verbesserungen der Ergebnisse gegenüber den aus den Tabellen ersichtlichen Resultaten ergaben sich dabei nicht.

Besprechung der Ergebnisse

1.) Die zur Schlagvolumberechnung am natürlichen Kreislauf bestimmten Formeln (16) bis (18) ergeben an den Schlauchmodellen keine befriedigenden Ergebnisse. An den einteiligen (homogenen) Schläuchen erhält man größtenteils zu hohe, an den zweiteiligen (inhomogenen) Schläuchen regelmäßig zu hohe Werte. Im allgemeinen ist eine Beziehung der Abweichungen zur Pumpenfrequenz und zu den Schlauch-eigenschaften nicht erkennbar.

Formel (16) nach BROEMSER und RANKE ist gelegentlich abhängig von der Pulsdauer (T); in V11A₇ und V11A₈ ist die Abhängigkeit des errechneten Schlagvolumens von der Pulsdauer ersichtlich. In den anderen Versuchen ist eine Abhängigkeit von der Pulsdauer allerdings nicht erkennbar. Formel (16) ergibt in sämtlichen Versuchen zu hohe Werte; immerhin kann ausgesagt werden, daß Formel (16) die geringsten Schwankungen zeigt und im Durchschnitt dem Hubvolumwert der Pumpe am nächsten kommt. Sie ergibt im Mittel um 45,2% zu hohe Werte.

Formel (18) nach WETTERER weist im allgemeinen stärkere Abweichungen und größere Schwankungen auf als Formel (16). Sie zeigt in einigen Versuchen eine Abhängigkeit von der Pulsdauer (vgl. V11A₆, V11A₇, V11A₈). Formel (18) ergibt in sämtlichen Versuchen zu hohe Werte.

Formel (17) nach WEZLER und BÖGER zeigt ebenfalls starke Abweichungen und Schwankungen. An den einteiligen Schläuchen erhält man mit Ausnahme von V5₁₁ zu niedrige, an den zweiteiligen Schläuchen zu hohe Werte.

Es war, wie eingangs erwähnt, von uns nicht beabsichtigt, die nach den einzelnen Methoden am Schlauchmodell gefundenen Ergebnisse so zu werten, daß Schlußfolgerungen für ihre Anwendbarkeit und Zuverlässigkeit am natürlichen Kreislauf gezogen werden. Allein schon die Tatsache, daß es durchaus offen ist, welchen Schlauchquerschnitt man an Stelle des üblicherweise verwendeten Aortenquerschnitts in die einzelnen Formeln einsetzen soll, macht solche Schlußfolgerungen unmöglich. Wie die Ergebnisse erkennen lassen, ist selbst an den homogenen Schläuchen, deren Querschnitt über die ganze Län-

ge gleichbleibend ist, der tatsächliche Schlauchquerschnitt offensichtlich nicht identisch mit dem "wirksamen" Querschnitt, der an Stelle des Aortenquerschnitts in die Formeln einzusetzen wäre. Für die inhomogenen Schläuche ist der Querschnitt Q_A des ersten Schlauchteils (A) für die Formeln zu groß, entspricht also nicht dem "wirksamen" Querschnitt, während der Querschnitt Q_B des zweiten Schlauchteils (B) mit einer Ausnahme viel zu klein wäre.

2.) Formel (19) nach WETTERER, die nur an Schlauchmodellen verwendbar ist, ergibt wesentlich bessere Resultate als die für den natürlichen Kreislauf empfohlenen Formeln (16) bis (18). Bei den einteiligen Modellen sind die Schwankungen relativ groß, bei den zweiteiligen Modellen unerheblich. Formel (19) ergibt im Mittel um 12,7% zu niedrige Werte. Die maximalen Abweichungen nach oben und unten betragen + 32,1% und -41,8% und sind sonst wesentlich geringer.

3.) Formel (22/23) nach WETTERER, die ebenfalls nur an Schlauchmodellen verwendbar ist, zeigt im Mittel um 10,6% zu kleine Werte. Die größten Abweichungen nach oben und unten betragen + 3,6% und -26,9%. Diese Ergebnisse sind durch größtmögliche Berücksichtigung der endsystolischen Speicherung und des Abflußverhältnisses zustande gekommen. Mit einer größeren Anzahl von Manometern könnte die Druckverteilung und damit die endsystolische Speicherung noch genauer bestimmt werden. So würde sich wahrscheinlich für Formel (22/23) eine Verbesserung der Ergebnisse erzielen lassen. Aus welchem Grund die Formeln (19) und (22/23) im Durchschnitt zu kleine Werte ergeben, läßt sich vorerst nicht entscheiden.

4.) Aus den Ergebnissen geht hervor, daß die Bestimmung des Schlagvolumens am natürlichen Kreislauf mit großen Schwierigkeiten verbunden sein muß. Wenn schon an Schlauchmodellen, an denen E' und Druckverteilung viel genauer bestimmt werden können als am natürlichen Kreislauf, zum Teil erhebliche Fehler auftreten, so kann man ermesen, wie groß die Fehlermöglichkeiten am natürlichen Kreislauf sind, an dem man den Druck nur an einer einzigen Stelle und E' als fiktive Größe bestimmt.

Zusammenfassung

Die Methoden der physikalischen Schlagvolumbestimmung werden kurz dargelegt, die Unterschiede der Schlagvolumformeln von BROEMSER und RANKE (16), von WEZLER und BÖGER (17) sowie von WETTERER (18) aufgezeigt. Die von WETTERER für die Schlagvolumbestimmung an Schlauchmodellen vorgeschlagenen Formeln (19) und (22) bzw. (23) werden besprochen und die mit ihnen berechneten Werte kritisch überprüft.

Die in insgesamt 14 Versuchen an ein- und zweiteiligen Schlauchmodellen bestimmten Schlagvolumina werden untereinander und hinsichtlich ihrer Abweichung vom Hubvolumwert der Pumpe verglichen. Bei den Vergleichen werden zum Teil große Differenzen festgestellt. Die für den natürlichen Kreislauf empfohlenen Schlagvolumformeln (16) bis (18) ergeben an den Schlauchmodellen keine befriedigenden Ergebnisse. Am nächsten kommt man dem tatsächlichen Schlagvolumen, wenn man nach Formel (22/23) die im Schlauchsystem vorhandene Druckverteilung zu Anfang und Ende der Pumpensystole möglichst genau bestimmt und zu den E' -Werten der zugehörigen Schlauchabschnitte in Bezug setzt. Aus dem so gewonnenen Speichervolumen ergibt sich das ganze Schlagvolumen durch Multiplikation mit dem aus den Druckintegralen bestimmten Abflußverhältnis.

Tabelle 1. Schlagvolumbestimmung nach Broemser und Ranke (16).

Nr.	Q_A	Q_B	T	S	D	$P_S - P_d$	c_A	c_B	c_{AB}	V_S mit c_A	V_S mit c_B	V_S mit c_{AB}
	cm^2		sec		dyn/cm ²	cm/sec		cm/sec		cm		
V3 ₇	-	3,64	1,090	0,290	0,800	46 026	-	900	-	-	36,77	-
V3 ₈	-	3,64	1,082	0,268	0,814	48 361	-	900	-	-	34,81	-
V4 ₉	-	3,64	0,980	0,262	0,718	46 426	-	900	-	-	33,57	-
V5 ₁₁	-	3,84	0,942	0,242	0,700	58 913	-	940	-	-	39,17	-
V9 ₁₄	12,1	(3,84)	1,089	0,277	0,812	17 369	633	(995)	812	61,64	-	48,05
V9 ₁₅	12,1	"	1,087	0,277	0,810	15 795	633	"	812	56,09	-	43,72
V9 ₁₆	12,1	"	1,024	0,268	0,756	17 543	633	"	812	60,78	-	47,38
V10 ₁₇	12,1	"	1,280	0,328	0,952	14 034	631	(995)	863	59,33	-	43,38
V11 ₉	12,1	"	0,704	0,184	0,520	25 694	625	(970)	907	61,95	-	42,69
V11 ₁₁	12,1	"	0,703	0,190	0,513	25 694	625	"	907	64,69	-	44,58
V11A ₆	12,1	"	0,712	0,200	0,512	26 215	625	"	907	70,57	-	48,63
V11A ₇	12,1	"	0,568	0,160	0,408	26 215	625	"	907	56,49	-	38,93
V11A ₈	12,1	"	1,204	0,316	0,888	24 374	625	"	907	101,07	-	69,64
V11A ₉	12,1	"	0,800	0,220	0,580	27 135	625	"	907	79,62	-	54,87

Siehe auch Abbildung 2 und Tabelle 6.

Tabelle 2. Schlagvolumbestimmung nach Wezler und Böger (17).

Nr.	Q_A	Q_B	T'	$P_S - P_d$	C_A	C_B	C_{AB}	V_S mit C_A			V_S mit C_B			V_S mit C_{AB}
	cm^2		sec	dyn/cm^2	cm/sec			cm ³			cm ³			
V3 ₇	-	3,64	0,230	46 026	-	900	-	-	-	-	21,41	-	-	-
V3 ₈	-	3,64	0,240	48 361	-	900	-	-	-	-	23,47	-	-	-
V4 ₉	-	3,64	0,260	46 426	-	900	-	-	-	-	24,41	-	-	-
V5 ₁₁	-	3,84	0,470	58 913	-	940	-	-	-	-	56,56	-	-	-
V9 ₁₄	12,1	(3,84)	0,426	17 369	633	(995)	812	70,67	-	-	-	-	55,10	-
V9 ₁₅	12,1	"	0,416	15 795	633	"	812	62,77	-	-	-	-	48,93	-
V9 ₁₆	12,1	"	0,420	17 543	633	"	812	70,39	-	-	-	-	54,89	-
V10 ₁₇	12,1	"	0,400	14 034	631	(995)	863	53,82	-	-	-	-	39,35	-
V11 ₉	12,1	"	0,390	25 694	625	(970)	907	96,98	-	-	-	-	66,82	-
V11 ₁₁	12,1	"	0,386	25 694	625	"	907	95,98	-	-	-	-	66,14	-
V11A ₆	12,1	"	0,400	26 215	625	"	907	101,59	-	-	-	-	69,94	-
V11A ₇	12,1	"	0,440	26 215	625	"	907	111,64	-	-	-	-	76,93	-
V11A ₈	12,1	"	0,380	24 374	625	"	907	89,62	-	-	-	-	61,75	-
V11A ₉	12,1	"	0,400	27 135	625	"	907	105,03	-	-	-	-	72,36	-

Siehe auch Abbildung 2 und Tabelle 6.

Tabelle 3. Schlagvolumbestimmung nach Wetterer (18).

Nr.	Q _A	Q _B	cm ²			sec			D	P _e - P _d	cm/sec			cm		
			T	S							C _A	C _B	C _{AB}	V _S mit c _A	V _S mit c _B	V _S mit c _{AB}
V3 ₇	-	3,64	1,090	0,290	0,800	20 067	-	900	-	-	-	-	-	-	32,06	-
V3 ₈	-	3,64	1,082	0,268	0,814	29 583	-	900	-	-	-	-	-	-	42,59	-
V4 ₉	-	3,64	0,980	0,262	0,718	34 068	-	900	-	-	-	-	-	-	49,27	-
V5 ₁₁	-	3,84	0,942	0,242	0,700	27 616	-	940	-	-	-	-	-	-	36,72	-
V9 ₁₄	12,1	(3,84)	1,089	0,277	0,812	10 288	633	(995)	812	-	-	-	-	-	-	56,89
V9 ₁₅	12,1	"	1,087	0,277	0,810	8 594	633	"	812	-	-	-	-	-	-	47,57
V9 ₁₆	12,1	"	1,024	0,268	0,756	8 369	633	"	812	-	-	-	-	-	-	45,20
V10 ₁₇	12,1	"	1,280	0,328	0,952	11 815	631	(995)	863	-	-	-	-	-	-	73,03
V11 ₉	12,1	"	0,704	0,184	0,520	18 009	625	(970)	907	-	-	-	-	-	-	59,84
V11 ₁₁	12,1	"	0,703	0,190	0,513	18 079	625	"	907	-	-	-	-	-	-	62,73
V11A ₆	12,1	"	0,712	0,200	0,512	18 721	625	"	907	-	-	-	-	-	-	69,44
V11A ₇	12,1	"	0,568	0,160	0,408	18 075	625	"	907	-	-	-	-	-	-	53,65
V11A ₈	12,1	"	1,204	0,316	0,888	18 684	625	"	907	-	-	-	-	-	-	106,76
V11A ₉	12,1	"	0,800	0,220	0,580	20 340	625	"	907	-	-	-	-	-	-	82,25

Siehe auch Abbildung 2 und Tabelle 6.

Tabelle 4. Schlagvolumbestimmung
nach Wetterer (19).

Nr.	$p_e - p_d$	E'	FIII	FII	V_s
	dyn/cm ²	dyn/cm ⁵	cm ²	cm ²	cm ³
V3 ₇	20 067	2 063	3,5	1,9	17,92
V3 ₈	29 583	2 063	6,0	3,8	22,64
V4 ₉	34 068	2 063	7,7	5,1	24,94
V5 ₁₁	27 616	1 053	4,5	2,9	40,70
V9 ₁₄	10 288	398	4,4	3,1	36,68
V9 ₁₅	8 594	398	4,0	2,8	30,86
V9 ₁₆	8 369	398	2,2	1,5	30,85
V10 ₁₇	11 815	632	4,7	3,3	26,62
V11 ₉	18 009	1 123	3,9	2,6	24,05
V11 ₁₁	18 079	1 123	3,8	2,6	23,54
V11A ₆	18 721	1 123	2,0	1,4	23,82
V11A ₇	18 075	1 123	2,0	1,4	23,00
V11A ₈	18 684	1 123	1,7	1,17	24,17
V11A ₉	20 340	1 123	2,0	1,35	26,82

Siehe auch Abbildung 2 und
Tabelle 6.

Tabelle 5 . Schlagvolumbestimmung nach Wetterer (22/23).

Nr.	Δp_A	Δp_B	Δp	E'_A	E'_B	E'	dyn/cm^2		V_s
							cm^2	cm^3	
V3 ₇	-	-	35 751	-	-	2 063	3,5	2,0	30,33
V3 ₈	-	-	40 767	-	-	2 063	6,2	4,2	29,17
V4 ₉	-	-	35 924	-	-	2 063	8,6	6,0	24,95
V5 ₁₁	-	-	22 758	-	-	1 053	5,0	4,5	24,01
V9 ₁₄	8 737	13 608	-	473	2 500	-	4,6	3,6	30,53
V9 ₁₅	8 737	14 007	-	473	2 500	-	4,4	3,4	31,15
V9 ₁₆	7 870	13 608	-	473	2 500	-	2,3	1,8	28,20
V10 ₁₇	11 405	18 009	-	846	2 500	-	4,9	3,7	27,37
V11 ₉	24 879	20 877	-	2 017	2 500	-	4,3	3,4	26,14
V11 ₁₁	24 879	20 877	-	2 017	2 500	-	4,5	3,5	26,57
V11A ₆	24 078	14 940	-	2 017	2 500	-	2,0	1,5	23,89
V11A ₇	21 810	16 074	-	2 017	2 500	-	2,1	1,6	22,62
V11A ₈	18 342	32 149	-	2 017	2 500	-	1,6	1,1	31,92
V11A ₉	20 677	32 149	-	2 017	2 500	-	2,0	1,6	28,89

Siehe auch Abbildung 2 und Tabelle 6.

Tabelle 6. Schlagvolumenwerte nach den verschiedenen Formeln.

Nr.	Formel BR(16)	Formel WB (17)	Formel W (18)	Formel W (19)	Formel W(22/23)
	V_s cm ³	V_s cm ³	V_s cm ³	V_s cm ³	V_s cm ³
V3 ₇	36,77	21,41	32,06	17,92	30,33
V3 ₈	34,81	23,47	42,59	22,64	29,17
V4 ₉	33,57	24,41	49,27	24,94	24,95
V5 ₁₁	39,17	56,56	36,72	40,70	24,01
V9 ₁₄	48,05	55,10	56,89	36,68	30,53
V9 ₁₅	43,72	48,93	47,57	30,86	31,15
V9 ₁₆	47,38	54,89	45,20	30,85	28,20
V10 ₁₇	43,38	39,35	73,03	26,62	27,37
V11 ₉	42,69	66,82	59,84	24,05	26,14
V11 ₁₁	44,58	66,14	62,73	23,54	26,57
V11A ₆	48,63	69,94	69,44	23,82	23,89
V11A ₇	38,93	76,93	53,65	23,00	22,62
V11A ₈	69,64	61,75	106,76	24,17	31,92
V11A ₉	54,87	72,36	82,25	26,82	28,89

Siehe auch Abbildung 2.

Tabelle 7: Eigenschaften der ein- und zweiteiligen Schlauchmodelle

Nr.	Q _A	Q _B	l _A	l _B	τ		cm/sec		
	cm ²		cm		τ _A	τ _B	C _A	C _B	C _{AB}
V3 ₇	-	3,64	-	111,5			-	900	-
V3 ₈	-	3,64	-	111,5			-	900	-
V4 ₉	-	3,64	-	111,5			-	900	-
V5 ₁₁	-	3,84	-	218,0			-	940	-
V9 ₁₄	12,1	3,84	69	106,5	0,109	0,107	633	995	812
V9 ₁₅	12,1	3,84	69	106,5	0,109	0,107	633	995	812
V9 ₁₆	12,1	3,84	69	106,5	0,109	0,107	633	995	812
V10 ₁₇	12,1	3,84	38,5	107,5	0,061	0,108	631	995	863
V11 ₉	12,1	3,84	16	111	0,0256	0,1144	625	970	907
V11 ₁₁	12,1	3,84	16	111	0,0256	0,1144	625	970	907
V11A ₆	12,1	3,84	16	111	0,0256	0,1144	625	970	907
V11A ₇	12,1	3,84	16	111	0,0256	0,1144	625	970	907
V11A ₈	12,1	3,84	16	111	0,0256	0,1144	625	970	907
V11A ₉	12,1	3,84	16	111	0,0256	0,1144	625	970	907

Literatur

1. BROEMSER, PH., u. O.F. RANKE: Z. Biol. 90, 467 (1930).
2. DEPPE, B., u. E. WETTERER: Z. Biol. 99, 307 (1939).
3. DEPPE, B., u. E. WETTERER: Z. Biol. 100, 105 (1940).
4. FRANK, O.: Z. Biol. 90, 405 (1930).
5. HAMILTON, W.F., u. J.W. REMINGTON: Amer. Journ. Physiol. 148, 14 (1947).
6. KENNER, TH., u. E. WETTERER: Pflügers Arch. 275, 594 (1962).
7. McDONALD, D.A.: Blood Flow in Arteries. London 1960.
8. RONNIGER, R.: Arch. Kreisl.-Forsch. 21, 127 (1954).
9. SINN, W.: Funktionsdiagnostik des Herzens. 5. Freiburger Symposion. S. 196 (1958).
10. WETTERER, E., u. B. DEPPE: Z. Biol. 99, 320 (1939).
11. WETTERER, E.: Z. Biol. 100, 260-314 (1940).
12. WEZLER, K., u. A. BÖGER: Ergebn. Physiol. 41, 291-606 (1939).
13. WEZLER, K., u. R. THAUER: Z. exp. Med. 109, 247 (1941).
14. WOMERSLEY, J.R.: J. Physiol. 127, 553 (1955).

Nach Abschluß dieser Arbeit ist es dem Verfasser nicht nur Pflicht, sondern ein aufrichtiges Bedürfnis,

Herrn Professor Dr. Erik WETTERER
für die Überlassung des Themas und für mannigfache Anregungen und Unterstützungen seinen ergebenen Dank auszusprechen und ihn seiner bleibenden Verehrung zu versichern.

Lebenslauf

Klaus Heilmann, geboren am 30. April 1937 in Berlin. Sohn des Ministerialdirektors a.D. Dr. jur. Georg Heilmann. Realgymnasium. Abitur am Landerziehungsheim Neubeuern am 17. Juli 1958. Anschließend Medizinstudium an den Universitäten Erlangen und München. Ärztliche Vorprüfung an der Universität München am 18. Juli 1961. Studienaufenthalt in England. Referate am Anatomischen Seminar München. Mehrere Semester als Demonstrator am Physiologischen Institut der Universität München tätig. Ärztliche Schlußprüfung an der Universität München am

